

تحلیل و طراحی حسگر فشار داخل مجسمه پیروزیستو جدید با حساسیت بالا

فائزه ایمانی^۱، بهرام عزیزالله گنجی^۲، رمضانعلی جعفری تلوکلای^۳

^۱ دانشجوی ارشد، دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر، دانشگاه صنعتی نوشیروانی، بابل، ایران faeze00imani@gmail.com

^۲ دانشیار، دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر، دانشگاه صنعتی نوشیروانی، بابل

^۳ استادیار، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی نوشیروانی، بابل

چکیده

در این مقاله، حسگر فشار مجسمه پیروزیستو ماشینکاری میکرونی جدید برای فشار بین صفر تا 225 mmHg برای بیماران آسیب دیده مجسمه‌ای از جمله تومورهای مغزی، پارکینسون یا صدماتی که در اثر تصادف به مجسمه وارد می‌شود، تحلیل و طراحی شده است که به روش المان محدود با استفاده از نرم افزار *intellisuite* شبیه سازی شده است. در حسگر جدید جنس، ابعاد دیافراگم و ساختار پیروزیستورها جهت زیست سازگاری، انعطاف پذیری، کوچک سازی، ساخت ساده و افزایش حساسیت تغییر یافته‌اند. شش دیافراگم با جنس‌های متفاوت از مواد کامپوزیت و غیر کامپوزیت مورد بررسی و مقایسه قرار گرفته‌اند که در نتیجه ماده‌ای کامپوزیت با استحکام کششی بالاتر انتخاب شده است. سپس طراحی برای چهار پیروزیستور که به صورت پل ورتسون بسته شده‌اند، انجام گرفته است. دو عدد از این پیروزیستورها به صورت طولی و بدون پیچ قرار گرفته‌اند و دو عدد دیگر به صورت عرضی و دارای یک پیچ هستند تا در مناطق حداکثر تنش قرار گیرند و حساسیتشان افزایش یابد. برای مشاهده تاثیر طول پیروزیستورها، شبیه سازی با طول پیروزیستورهای مختلف با ابعاد دیافراگم یکسان انجام شد. نتایج نشان می‌دهد ساختار با طول پیروزیستور $200 \mu\text{m}$ ، حساسیت بالاتر ($1164/206 \mu\text{v/mmHg}$) و کاملاً خطی ارائه کرده است که نسبت به کارهای گذشته حساسیت بسیار بالایی دارد. همچنین از دیگر ویژگی‌های این ساختار آن است که که کلیه مواد مورد استفاده در حسگر زیست سازگارند تا بتوان بدون نگرانی در مجسمه قرار داد.

کلید واژه

حسگر فشار پیروزیستو، پل ورتسون، سیستم‌های ماشینکاری میکرونی، فشار داخل مجسمه، مواد زیست سازگار

مقدمه

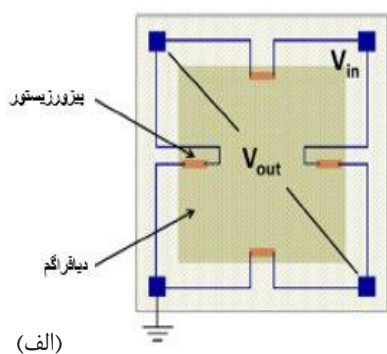
از مدت زمانی ایجاد می‌شود. پس از صدمات مغزی، آسیب‌های بعدی مغز علت اصلی مرگ و میر هستند. آسیب‌های بعدی مغز باعث افزایش فشار داخل مجسمه و تورم مغز می‌شود که منجر به کاهش انتقال خون به مغز خواهند شد. سپس مایعی که در مغز ذخیره شده باعث ورم مغزی و در نتیجه افزایش فشار داخل مجسمه و کاهش آستانه فشار خون مغز می‌شود که منجر به آسیب‌های مغزی می‌شود. بنابراین نظارت مداوم بر فشار داخل مجسمه ضروری است و سیستمی کوچک که بتواند

پس از صدمات اولیه بر اثر حوادث، آسیب‌های مغزی رخ می‌دهد. اطراف قسمت‌های آسیب دیده به احتمال زیاد در معرض ورم، تغییرات تنظیم جریان خون، التهاب و کاهش انتقال خون به مغز هستند. علاوه بر این، آسیب‌های مغزی ممکن است باعث افزایش سوخت و ساز شود و در نتیجه تعادلی بین نیاز به اکسیژن و عرضه آن نباشد. آسیب‌های عصبی بعد

نیاز به تنظیم مجدد دارد و همچنین نیاز به جراحی ماهرانه مغز و اعصاب است. روش دوم سیستم های داخل پاران شیمی (پارانسیسم یا بافت خود مغز) برای نظارت بر فشار مایع نخائی مغزی است، این سیستم ممکن است بر فیبر نوری، کاتتر مدرج و یا دستگاه های پر باد تکیه کند، این مبدل ها بر اساس مفهوم نوک کاتتر طراحی شده اند و روی پاران شیمی مغز قرار گرفته اند، معایب این روش ناتوانی در تخلیه مایع نخائی مغزی، شکنندگی و هزینه بالای آن است. حسگر فشار مایع نخائی مغزی داخل جمجمه بر اساس تکنولوژی ماشینکاری میکرونی زیست سازگارند، کم هزینه، کوچک و بی سیم هستند. حسگر فشار ماشینکاری میکرونی با یک سیستم بی سیم ادغام و بسته بندی شده و در فضای ساب دورال قرار داده شده تا با مایع نخائی مغزی در تماس باشد تا فشار را نشان دهد [۵، ۱۳]. بنابراین در این مقاله حسگر فشار داخل جمجمه پیروزستیو جدید برای مقادیر فشار بین (۰-۰.۵ MPa) - ۰-۲۲۵ mmHg با هدف افزایش حساسیت ارائه خواهد شد.

ساختمان و تحلیل حسگر فشار پیروزستیو

شکل ۱ شماتیک حسگر فشار پیروزستیو را نشان می دهد. هنگامی که فشار مکانیکی بر دیافراگم اعمال می شود تغییراتی در مقاومت الکتریکی لایه پیروزستیو ایجاد می شود. پیروزستیورها با مقاومت برابر به صورت پل وتسون قرار می گیرند. سپس فشار اعمال شده بر دیافراگم که باعث تولید استرس می شود مقاومت پیروزستیورها را تغییر می دهد و پل وتسون نامتعادل شده و ولتاژ خروجی ایجاد می شود [۵، ۱۳]. شکل ۲ مدار معادل الکتریکی پل وتسون را نشان می دهد.



بر این عوامل نظارت داشته باشد راه حل بسیار مناسبی برای به حداقل رساندن این صدمات است. بنابراین تکنولوژی ماشینکاری میکرونی این امکان را به ما می دهد تا سیستمی کوچک داشته باشیم که اندازه گیری دقیق و کارایی بالایی را برای ما فراهم کند. این حسگر برای تشخیص بیماری های پارکینسون، ورم مغزی، تومور مغزی، آسیب های جمجمه و سایر بیماری های مغز که به طور جدی به سلامت بیمار آسیب می زند به کار می رود. [۴-۱]

حسگرها را بر اساس مکانیسم سنجش می توان به دو گروه پیروزستیو و خازنی تقسیم کرد. حسگرهای فشار خازنی توسط سنجش خیز رو به پایین دیافراگم عمل می کنند و معایبی از جمله غیرخطی بودن، تاثیر خازن های پارازیتی، بازه دینامیکی کم، نیاز به مساحت بزرگ تر، مشکلات دمایی و نویز پذیری پیچیدگی ساخت و غیره دارند ولی ساختارهای پیروزستیو فرایند ساخت ساده و همچنین میزان خطی بودن بالایی دارند ولی حساسیت آن ها کم است [۵-۱۱]. حسگرهای پیروزستیو در طرح های مختلفی توسط پژوهشگران ارائه شده اند از جمله حسگر فشار متشکل از دو پیروزستیو که یکی قابل حرکت و دیگری ثابت روی دیافراگم قرار داده شده اند و تفاوت ولتاژ بین دو مقاومت به عنوان خروجی حسگر اندازه گیری میشود که دارای مشخصه خطی ۰/۹۹۶ و حساسیت ۰/۱۷ mv/mmHg می باشد [۱۲]. حسگر دیگری که به صورت پل وتسون روی دیافراگم مربعی بسته شده و جنس آن از LCP است. تغییر نسبی مقاومت در مدت فشار اعمال شده برابر ۰/۱۸۳۱ می باشد [۱۳]. حسگری نیز به صورت پل وتسون است و روی دیافراگم مستطیل شکل قرار گرفته و حساسیت ۱۰ μv/mmHg دامای اتاق، و خروجی غیر خطی کم تر از ۱/۲ درصد دارد. تمامی این حسگرها مشکلاتی مانند اندازه بزرگ و حجم بالا دارند [۱۴].

روش های سنتی برای اندازه گیری فشار مایع نخائی مغزی نیاز به شکافتن جمجمه است تا کاتتر در موقعیت خاص بسته به نوع کاتتر قرار گیرد. یک روش، کاتتر در بطن است، این تکنیک در قرار دادن کاتتر در داخل بطن جانبی متکی است. این سیستم نه تنها بر فشار مایع نخائی مغزی نظارت می کند بلکه همچنین برای مایع نخائی مغزی (csf) مفید است، با این حال، خطر بالای عفونت را به همراه دارد و معمولاً برای استفاده ناخوشایند است زیرا اگر بیمار سرش را حرکت دهد

$$\delta_x = -\frac{Eh}{2(1-\nu^2)} \left(\frac{\partial^2 w}{\partial x^2} + \nu \frac{\partial^2 w}{\partial y^2} \right) \quad (4)$$

$$\delta_y = -\frac{Eh}{2(1-\nu^2)} \left(\frac{\partial^2 w}{\partial y^2} + \nu \frac{\partial^2 w}{\partial x^2} \right) \quad (5)$$

انحراف دیافراگم باعث ایجاد تنش و کشش در پیروززیستورها خواهد شد و بنابراین مقاومت پیروززیستورها را تغییر می‌دهد. رابطه تغییر نسبی در مقاومت پیروززیستور یک هادی مستطیل به صورت زیر می‌باشد [5]:

$$\frac{\Delta R}{R} = (1 + 2\nu) \varepsilon + \frac{\Delta \rho}{\rho} \quad (6)$$

که در آن R مقاومت، ρ مقاومت ویژه، ν نسبت پواسون و ε کرنش در مقاومت است. تغییر نسبی در مقاومت شامل دو قسمت است، قسمت اول به واسطه تغییرات هندسی در مقاومت به دلیل کشش می‌باشد و قسمت دوم ناشی از تغییر در مقاومت ویژه است. در نیمه هادی‌هایی مانند سیلیکون اولین قسمت در مقایسه با قسمت دوم ناچیز است و در نتیجه اثر قسمت اول نادیده گرفته شده است و در نتیجه برای پیروززیستورهای نیمه‌هادی خواهیم داشت [5]:

$$\frac{\Delta R}{R} = \frac{\Delta \rho}{\rho} = \pi_t \sigma_y + \pi_l \sigma_x \quad (7)$$

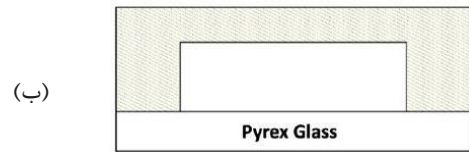
که π_t و π_l به ترتیب ضرایب طولی و عرضی و δ_x و δ_y استرس‌های مربوطه هستند. به دلیل اینکه تغییر در مقاومت‌های R₁ و R₃ برابر و تغییر در مقاومت‌های R₂ و R₄ برابر می‌باشند طبق معادله فوق به روابط زیر دست می‌یابیم [15]:

$$\alpha_1 = \frac{R_1 - R_0}{R_0} \stackrel{R_1 = R_3}{=} \frac{R_1}{R_0} = \frac{R_3}{R_0} = (1 + \alpha_1) \quad (8)$$

$$\alpha_2 = \frac{R_2 - R_0}{R_0} \stackrel{R_2 = R_4}{=} \frac{R_2}{R_0} = \frac{R_4}{R_0} = (1 + \alpha_2) \quad (9)$$

که R₀ مقاومت اولیه و α₁ اثر ضریب پیروززیستو برای R₁ و R₃ و α₂ اثر ضریب پیروززیستو برای R₂ و R₄ را نشان می‌دهند. بنابراین به دلیل اینکه ساختار به صورت پل‌وتسون بسته شده است، برای آنالیز خروجی از شکل ۲ که مدار پل‌وتسون را نشان می‌دهد استفاده می‌شود، بنابراین ولتاژ خروجی با توجه به شکل ۲ توسط معادله زیر بیان می‌شود:

$$V_{out} = V^+ - V^- = \left(\frac{R_3}{R_1 + R_3} \right) V - \left(\frac{R_4}{R_2 + R_4} \right) V = \left(\frac{R_2 R_3 - R_1 R_4}{(R_1 + R_3)(R_2 + R_4)} \right) V = \frac{(1 + \alpha_1)^2 - (1 + \alpha_2)^2}{(2 + \alpha_1 + \alpha_2)^2} V \approx \frac{\alpha_1 + \alpha_2}{2(1 + \alpha_1 + \alpha_2)} V \quad (10)$$



شکل ۱. حسگر فشار پیروززیستو (الف) نمای بالا (ب) نمای جانبی

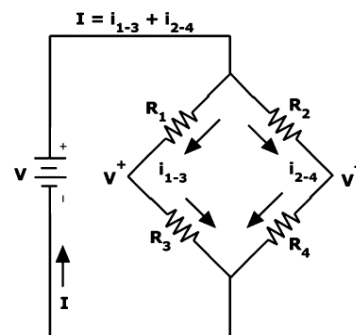
با اعمال فشار دیافراگم منحرف می‌شود که مدل تقریبی انحراف دیافراگم از رابطه زیر بدست می‌آید [5]:

$$W(x,y) = \frac{w_0}{4} \left[1 + \cos\left(\frac{2\pi x}{a}\right) \right] \left[1 + \cos\left(\frac{2\pi y}{a}\right) \right] \quad (1)$$

که:

$$D = \frac{Eh^3}{12(1+\nu^2)} \quad C_b = 4.06 \quad w_0 = \frac{p \left(\frac{a}{2}\right)^4}{12 C_b D}$$

W(x,y) انحراف در جهت (x,y)، w₀ جابه جایی در مرکز دیافراگم، a طول لبه دیافراگم، p فشار، E یانگ مدولوس، h ضخامت، ν نسبت پواسون، C_b ضریب خم دیافراگم است. این انحراف دیافراگم باعث ایجاد تنش در دیافراگم می‌شود و چون این انحراف در تمام قسمت‌ها برابر نیست تنش در تمام نقاط دیافراگم نیز برابر نخواهد بود بنابراین میانگین استرس در محل پیروززیستورها به صورت زیر بدست می‌آید [5]:



شکل ۲. مدار پل‌وتسون

$$\delta_{y \text{ avg}} = \frac{1}{A} \int_Y \int_X \delta_y \, dx \, dy \quad (2)$$

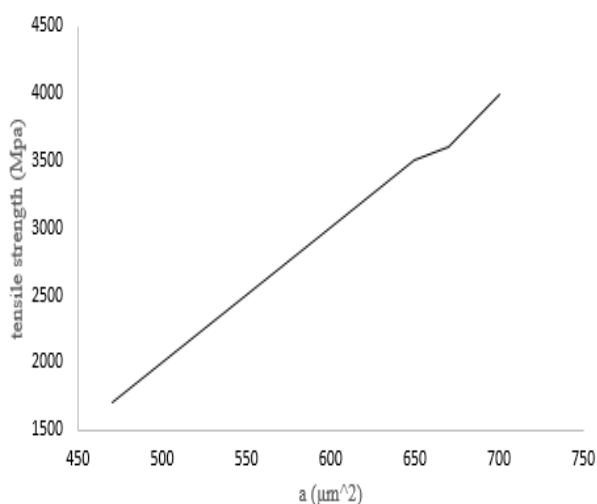
$$\delta_{x \text{ avg}} = \frac{1}{A} \int_Y \int_X \delta_x \, dx \, dy \quad (3)$$

که δ_x و δ_y تنش و δ_{x avg} و δ_{y avg} متوسط استرس در جهت x و y در مکان قرارگیری پیروززیستورها هستند:

ناحیه الاستیک خارج شوند، بنابراین چند ماده کامپوزیت با یانگ مدولوس و نسبت پواسون پایین و استحکام کششی بالا، با دو ماده غیر کامپوزیت در جدول ۱ مورد بررسی و مقایسه قرار داده شده‌اند. ویژگی چهار ماده کامپوزیت زیست سازگار به نام kevlar^{۴۹۰}، kevlar^{۲۹۰}، SGlass، EGlass در جدول ۱ بیان شده است [۱۷-۲۷]

رابطه مساحت و تنش ون میزس برای ماده kevlar29

برای مشاهده این وابستگی ابتدا به روش المان محدود دیافراگمی برای جنس kevlar29 شبیه سازی شده است و چندین مرحله ابعاد افزایش یافته و مقدار تنش ون میزس مشاهده شده و مقادیر در شکل ۳ نشان داده شده‌اند.



شکل ۳. نمودار مساحت بر حسب تنش ون میزس

همان طور که در شکل ۳ نشان داده شده است، با افزایش مساحت دیافراگم، تنش ون میزس بیشتر می شود. بنابراین از این ویژگی برای پی بردن به حداکثر ابعاد انتخابی استفاده شده است

به دلیل اینکه مقادیر α_1 و α_2 از هم کسر می شوند، در مقابل عدد ۱ می توان آن ها را نادیده گرفت بنابراین معادله ۱۰ به صورت زیر بازنویسی می شود:

$$\frac{V_{out}}{V} = \frac{\alpha_1 + \alpha_2}{2} \quad (11)$$

بنابراین با تغییر در مقاومت ها ولتاژ خروجی حسگر طبق رابطه ۱۱ تغییر می یابد و حساسیت از رابطه زیر حاصل می شود [۵].

$$S = \frac{\Delta V_{out}}{\Delta P} \frac{1}{V_{in}} \quad (12)$$

که P فشار اعمال شده بر دیافراگم، V_{out} ولتاژ خروجی و V_{in} ولتاژ بایاس است.

طراحی حسگر فشار پیزورزیستو جدید

در این طرح، از دیافراگم مربعی که هر چهار طرف آن ثابت است، استفاده شده است. این سنسور دارای چهار پیزورزیستور است که به شکل آرایش پل وتسون قرار گرفته‌اند. پیزورزیستورها دارای چهار اتصال می باشند که به دو اتصال ولتاژ یا جریان بایاس اعمال می شود و از دو اتصال دیگر ولتاژ خروجی دریافت می گردد، فشار اعمال شده بین (۰-۰/۰۵ MPa) - mmHg-۲۲۵۰ است. پیزورزیستورها از جنس سیلیکون کاربید (sic) و سیم ها از جنس stell هستند، که هر دو زیست سازگارند و استحکام کششی بالایی دارند [۱۶].

جنس و حداکثر مساحت دیافراگم

طبق آنالیز ریاضی از رابطه (۱) در بخش پیشین، برای داشتن حداکثر جابجایی که منجر به حداکثر حساسیت خواهد شد باید ماده مورد استفاده یانگ مدولوس و نسبت پواسون پایین داشته باشد. همان طور که می دانید، کامپوزیت ها استحکام کششی بالایی دارند، این ویژگی سبب می شود تا دیافراگم هایی با این مواد مقدار حداکثر جابجایی بالاتری را بپذیرند بدون اینکه از

جدول ۱. ویژگی های مواد

خواص	نام کامپوزیت			
	E GLASS	S GLASS	kevlar ^{۲۹}	kevlar ^{۴۹}
E1	۹/۴۲	۵۵	۱۸/۵	۲۵/۸
E2	۱۳/۱	۱۶	۱۸/۵	۲۷/۲
E3	۱۳/۱	۱۶	۶	۵/۵
V12	۰/۳۰۷	۰/۲۸	۰/۲۵	۰/۰۵
V13	۰/۳۰۷	۰/۲۸	۰/۳۳	۰/۳
V23	۰/۲۴۶	۰/۲۸	۰/۳۳	۰/۳
G12	۲/۵۳	۷/۶	۰/۷۷	۲/۱
G13	۲/۵۳	۷/۶	۵/۴۳	۲/۱
G23	۲/۴۶	۷/۶	۵/۴۳	۲,۱
Tensile strength(MPa)	۳۴۴۷	۴۵۸۵	۳۶۲۰	۳۶۲۰

جمله E و V موثر هستند. همچنین در مقایسه مواد کامپوزیت و غیر کامپوزیت مشاهده می شود مقدار حداکثر ابعاد در ماده کامپوزیت خیلی بیشتر از ماده غیر کامپوزیت است که می دانیم ابعاد بیشتر باعث خیز بیشتر در اثر فشار یکسان می شود. بنابراین جنس دیافراگم را می توان از kevlar^{۲۹} و یا EGLASS استفاده کنیم که مناسب بودن هر سه شرایط پانگ مدولوس، نسبت پواسون و همچنین استحکام کششی خوب باعث بیشتر شدن حداکثر جابجایی آن و افزایش حساسیت نسبت به چهار ماده دیگر خواهد شد. در این کار ابعاد دیافراگم ۴۴۰ میکرو متر قرار داده شده است که خیلی کم تر از ابعاد بدست آمده در جدول ۲ میباشد و به این دلیل است که می خواهیم ابعاد کوچکتر باشد و همچنین اطمینان حاصل شود که در حالت خیز دیافراگم به کف نچسبد

چهار دیافراگم با مواد کامپوزیتی مذکور و دو دیافراگم با ماده غیر کامپوزیت سیلیکان نائزاید و سیلیکون با ضخامت یکسان، فشار یکسان وارد شده است، بنابراین در این کار مقدار استحکام کششی از شبیه ساز با تغییر مساحت دیافراگم به گونه ای حاصل شده که برابر استحکام کششی استاندارد ذکر شده در جدول ۱ شود، سپس برای هر دیافراگم با جنس مذکور، ابعاد بدست آمده در جدول ۲ یادداشت شده اند.

همان طور که در جدول ۲ مشاهده می شود هر چه مقدار استحکام کششی بیشتر باشد، حداکثر ابعاد می تواند بزرگ تر باشد و در نتیجه حداکثر جابجایی دیافراگم در اثر فشار بیشتر می شود که می تواند حساسیت بیشتری را ارائه دهد.

همان طور که مشاهده می شود ماده kevlar^{۴۹} با اینکه استحکام کششی برابر با kevlar^{۲۹} دارد و همچنین استحکام کششی ماده sglass بیشتر از eglass است ولی حداکثر ابعاد برای kevlar^{۴۹} و sglass کم تر از دو ماده دیگر است و این به این دلیل است که علاوه بر استحکام کششی همان طور که از آنالیز ریاضی و شبیه سازی نشان می دهد، عوامل دیگری از

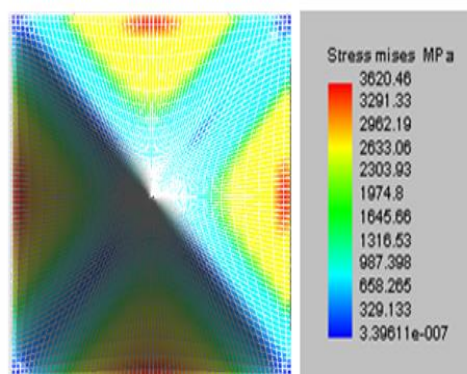
جدول ۱. بررسی حداکثر ابعاد با توجه به ویژگی های مواد

	E-GLASS	S-GLASS	kevlar ^{۲۹}	kevlar ^{۴۹}	SI ^{۳N۴}	SI
Tensile strength (MPa)	۳۴۴۷	۴۵۸۵	۲۶۲۰	۳۶۲۰	۸۰۰	۱۸۰
A(μm ²)	۶۶۶	۶۲۴	۶۶۸	۶۲۳	۳۴۲	۱۸۴

پل و تسون نامتعادل شود تا ولتاژ خروجی تغییر یابد. همچنین مقاومت عرضی را به صورت یک پیچ قرار می دهیم تا بیشتر در منطقه حداکثر تنش قرار گیرد زیرا هر چه از لبه دیافراگم به سمت مرکز پیش می رویم تنش کم تر خواهد بود و در نتیجه تغییر مقاومت نیز کم تر می شود. بنابراین مقاومت ها با پیچ خوردن به مرکز لبه ها نزدیک تر می شوند و نواحی حداکثر تنش بیش تری را می پو شانند که این کار باعث تغییر مقاومت بی شتر می شود و در نتیجه ولتاژ خروجی بیشتر و به نسبت حساسیت بیشتری را ارائه می دهد. همچنین این پیچ باعث می شود مقدار طول انتخایی بی شتر با شد، زیرا اگر بخواهیم پیزورزیستورها را بدون پیچ قرار دهیم و از دو لبه به طرف مرکز پیش ببریم، در مکانی دو سر پیزورزیستورها به هم میچسبند، ولی با پیچ دادن پیزورزیستورها فضای بیشتری دارند تا بتوانند بدون مانع طولشان افزایش یابد. شکل ۵ نمای ساختار جدید را نشان می دهد.

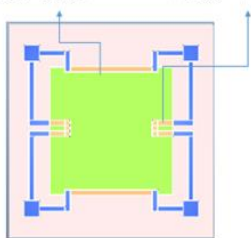
محل قرار گیری پیزورزیستورها

در بخش قبلی جنس و ابعاد دیافراگم بررسی شده و هم اکنون سعی به بررسی بهترین مکان و شکل قرار گیری پیزورزیستورها شده تا محدودیت های حسگر فشار پیزورزیستو کاهش یابد. مقدار تنش ون میزس ماده kevlar^{۲۹} در شکل ۴ نشان داده شده است.



شکل ۴. مقدار تنش ون میزس برای ماده kevlar^{۲۹}

پیزورزیستور (یک خم طول $L/2$) پیزورزیستور (بدون خم طول L)



شکل ۵. نمای ساختار طراحی شده جدید حسگر فشار پیزورزیستو

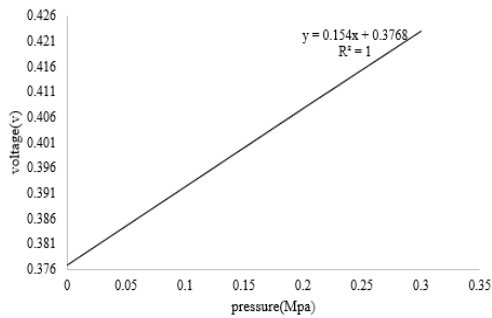
شبیه سازی و بررسی نتایج

ساختار شکل ۵ برای مقدار فشار بین (۰-۰/۰۵ MPa) با جنس دیافراگم kevlar²⁹ و پیزورزیستور سیلیکون کاربید با طول $170\ \mu\text{m}$ و سیم استیل به روش المان محدود در محیط نرم افزار intellisuite شبیه سازی شده و جریان بایاس $30\ \mu\text{A}$ از دو اتصال وارد شده و از دو اتصال

طبق تحلیل ریاضی از رابطه (۱۰) برای داشتن حداکثر تغییرات مقاومت خروجی که منجر به حداکثر حساسیت می شود، باید پیزورزیستورها، در مناطق حداکثر تنش قرار داده شوند تا تغییرات مقاومت آنها بیشتر باشد. بنابراین همان طور که از شکل ۴ مشاهده می شود مقدار حداکثر تنش در چهار مرکز لبه دیافراگم بیشتر است بنابراین پیزورزیستورها در این مناطق قرار داده شده اند.

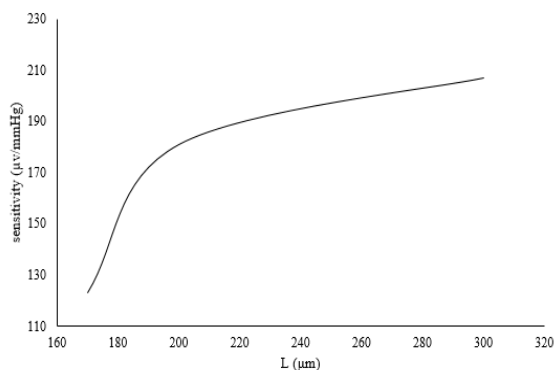
نحوه قرار گیری پیزورزیستورها

در این بخش برای بدست آوردن حساسیت، ابتدا ساختار شبیه پل و تسون در نرم افزار ترسیم شده است. برای این کار دو مقاومت طولی و دو مقاومت عرضی قرار داده شده اند تا در اثر فشار، دو مقاومت افزایش و دو مقاومت کاهش یابند و



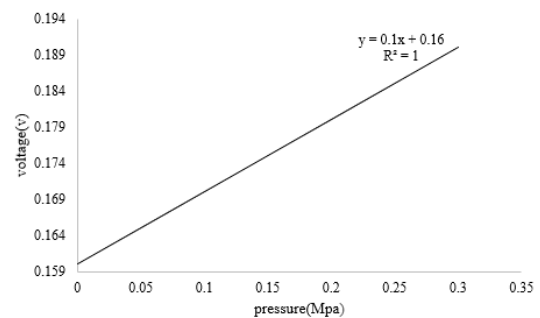
شکل ۸. نمودار ولتاژ-فشار برای طول پیزورزیستور ۳۰۰ μm

با این طول حساسیت $206/1164 \mu\text{v}/\text{mmHg}$ بدست آمده است. در مقایسه با حساسیت‌های بدست آمده برای هر سه طول پیزورزیستور که در نمودار شکل ۹ رسم شده، مشاهده می‌شود با افزایش طول پیزورزیستور حساسیت نیز افزایش می‌یابد ولی افزایش بیشتر طول تاثیر کمی بر حساسیت خواهد داشت، زیرا پیزورزیستورها از منطقه حداکثر حساسیت که در چهار مرکز لبه هستند و منجر به حداکثر تغییر مقاومت و ولتاژ خروجی می‌شوند، دور شده اند (روابط ۶، ۷) که از آن پس افزایش طول پیزورزیستورها متوقف شده است. همان طور که در مقدمه عنوان شد در سال‌های گذشته تحقیقات زیادی بر روی حسگر فشار مجمله پیزورزیستو و خازنی انجام گرفته است که سه نمونه از این تحقیقات بر روی حسگر فشار پیزورزیستو بوده است. در جدول ۳ بهبود کار فعلی با کارهایی که در مراجع [12] و [13] و [14] انجام گرفته نشان داده شده است. همان طور که مشاهده می‌شود، حساسیت نسبت به کارهای گذشته مقدار بیشتری دارد و سنسور کاملاً خطی است و اندازه دیافراگم نیز کوچک تر از مراجع نام برده است.



شکل ۹. نمودار افزایش مقدار حساسیت با افزایش طول پیزورزیستور

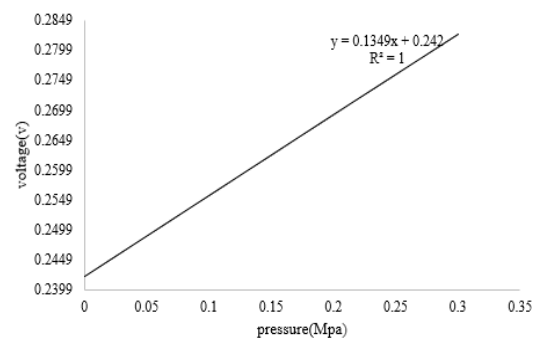
دیگر اختلاف ولتاژ اندازه گیری شده و نمودار ولتاژ-فشار برای این ساختار در شکل ۶ نشان داده شده است.



شکل ۶. نمودار ولتاژ-فشار برای طول پیزورزیستور ۱۷۰ μm

حساسیت با توجه به رابطه ۱۲، که تغییرات ولتاژ به فشار است، برای این ساختار $123/0.292 \mu\text{v}/\text{mmHg}$ و ضریب خطی بودن $0/9999$ بدست آمده است. سپس طول پیزورزیستور با مشخصات مواد قبلی به $200 \mu\text{m}$ افزایش داده شده است و نمودار ولتاژ-فشار آن در شکل ۷ نشان داده شده است.

حساسیت برای این ساختار به مقدار $180/9852 \mu\text{v}/\text{mmHg}$ رسیده است و همان طور که در شکل مشاهده می‌شود نمودار کاملاً خطی است. سپس همان ساختار در محیط شبیه ساز با افزایش طول پیزورزیستور به $300 \mu\text{m}$ انجام شده است که نمودار آن در شکل ۸ مشاهده می‌شود.



شکل ۷. نمودار ولتاژ-فشار برای طول پیزورزیستور ۲۰۰ μm

جدول ۳ بررسی بهبود حساسیت، ضریب خطی، اندازه دیافراگم

اندازه دیافراگم (μm^2)	ضریب خطی (R^2)	حساسیت ($\mu\text{v}/\text{mmHg}$)	
۱۰*۱۰	۰,۹۹۶	۱۷۰	[۱۲]
۲۰۰*۲۰۰	-	-	[۱۳]
۲۵۰*۱۲۰	۰,۹۸۸	۱۰	[۱۴]
۴۴۰*۴۴۰	۱	۲۰۶	کار جدید

نتیجه گیری

در این مقاله حسگر فشار داخل جمجمه پیزورزیستيو ماشينكاری میکرونی برای بازه فشار بین (۰-۰/۰۵ MPa) ۰-۲۲۵mmHg با هدف افزایش حساسیت، طراحی و شبیه سازی شده است. هنگامی که فشار بر دیافراگم اعمال می شود، تنش به وجود آمده در دیافراگم، مقاومت پیزورزیستورها را تغییر می دهد و موجب تغییر ولتاژ خروجی می شود. در حسگر جدید جنس و ابعاد دیافراگم و همچنین ساختار پیزورزیستورها تغییر یافته است. شبیه سازی با طول پیزورزیستورهای مختلف با ابعاد یکسان انجام شده است و نتایج شبیه سازی نشان می دهد ساختار با طول پیزورزیستور $300 \mu\text{m}$ حساسیت بالاتر ($206/1164 \mu\text{v}/\text{mmHg}$) و کاملاً خطی ارائه کرده است که نسبت به کارهای گذشته حساسیت بسیار بالایی دارد. همچنین یکی از ویژگی های مهم این طراحی آن است که تمام مواد استفاده شده برای دیافراگم، سیم ها، پیزورزیستورها زیست سازگارند که می توان بدون پیچیدگی طراحی آسان تری را ارائه داد.

قدردانی

نویسندگان مقاله مراتب قدردانی خود را از حمایت دانشگاه صنعتی نوشیروانی بابل از طریق اعتبار پژوهشی شماره BNUT/۳۷۰۵۵۷/۹۸ اعلام میدارند.

مراجع

- [1] Nirula, R., R. Diaz-Arrastia, K. Brasel, J. A. Weigelt, and K. Waxman. "Safety and efficacy of erythropoietin in traumatic brain injury patients: a pilot randomized trial." *Critical care research and practice* 2010
- [2] Zhang, Xuan, Joshua E. Medow, Bermans J. Iskandar, Fa Wang, Mehdi Shokouejinejad, Joyce Koueik, and John G. Webster. "Invasive and noninvasive means of measuring intracranial pressure: a review." *Physiological measurement* 38, no. 8 (2017): R143.
- [3] Ross, N., and C. A. Eynon. "Intracranial pressure monitoring." *Current Anaesthesia & Critical Care* 16, no. 4 (2005): 255-261.
- [4] Khan, M. Waqas A., Lauri Sydänheimo, Leena Ukkonen, and Toni Björninen. "Inductively powered pressure sensing system integrating a far-field data transmitter for monitoring of intracranial pressure." *IEEE Sensors Journal* 17, no. 7 (2017): 2191-2197.
- [5] Kumar, S. Santosh, and B. D. Pant. "Design principles and considerations for the 'ideal' silicon piezoresistive pressure sensor: a focused review." *Microsystem technologies* 20, no. 7 (2014): 1213-1247.
- [6] Kang, Seung-Kyun, Rory KJ Murphy, Suk-Won Hwang, Seung Min Lee, Daniel V. Harburg, Neil A. Krueger, Jiho Shin et al. "Bioresorbable silicon electronic sensors for the brain." *Nature* 530, no. 7588 (2016): 71.
- [7] Ganji, Bahram Azizollah, and M. Shahiri-Tabarestani. "A novel high sensitive MEMS intraocular capacitive pressure sensor." *Microsystem technologies* 19, no. 2 (2013): 187-194.

فهرست علائم

- A مساحت، μm^2
- L طول، μm
- S حساسیت، $\mu\text{v}/\text{mmHg}$
- P فشار، (mmHg) MPA

- [18] Zhang, Meng, and Jukka Pekka Matinlinna. "E-glass fiber reinforced composites in dental applications." *Silicon* 4, no. 1 (2012): 73-78.
- [19] Henderson Jr, James D., Richard H. Mullarky, and Doreen E. Ryan. "Tissue biocompatibility of kevlar aramid fibers and polymethylmethacrylate, composites in rabbits." *Journal of biomedical materials research* 21, no. 1 (1987): 59-64.
- [20] Safri, Syafiqah Nur Azrie, Mohamed Thariq Hameed Sultan, Mohammad Jawaid, and Kandasamy Jayakrishna. "Impact behaviour of hybrid composites for structural applications: A review." *Composites Part B: Engineering* 133 (2018): 112-121.
- [21] Vallittu, Pekka K., Timo O. Närhi, and Leena Hupa. "Fiber glass–bioactive glass composite for bone replacing and bone anchoring implants." *Dental Materials* 31, no. 4 (2015): 371-381.
- [22] Agarwal, Bhagwan D., Lawrence J. Broutman, and K. Chandrashekhara. *Analysis and performance of fiber composites*. John Wiley & Sons, 2017.
- [23] Pourdeyhimi, B., H. D. Wagner, and P. Schwartz. "A comparison of mechanical properties of discontinuous Kevlar 29 fibre reinforced bone and dental cements." *Journal of materials science* 21, no. 12 (1986): 4468-4474.
- [24] Dickson, Andrew N., James N. Barry, Kevin A. McDonnell, and Denis P. Dowling. "Fabrication of continuous carbon, glass and Kevlar fibre reinforced polymer composites using additive manufacturing." *Additive Manufacturing* 16 (2017): 146-152.
- [25] Murphy, Caroline, Krishna Kolan, Wenbin Li, Julie A. Semon, D. E. Day, and Ming-Chuan Leu. "3D bioprinting of stem cells and polymer/bioactive glass composite scaffolds for bone tissue engineering." (2017): 53.
- [26] Pourdeyhimi, B., H. H. Robinson, P. Schwartz, and H. D. Wagner. "Fracture toughness of Kevlar 29/poly (methyl methacrylate) composite materials for surgical implantations." *Annals of biomedical engineering* 14, no. 3 (1986): 277-294.
- [27] Lazar, Madalina-Anca, Horatiu Rotaru, Ioana Bâldea, Adina B. Bosca, Cristian P. Berce, Cristina Prejmorean, Doina Prodan, and Radu S. Câmpian. "Evaluation of the biocompatibility of new fiber-reinforced composite materials for craniofacial bone reconstruction." *Journal of Craniofacial Surgery* 27, no. 7 (2016): 1694-1699.
- [8]. Besling, Willem Frederik Adrianus, Martijn Goossens, Jozef Thomas Martinus Van Beek, Peter Gerard Steeneken, and Olaf Wunnicke. "MEMS capacitive pressure sensor." U.S. Patent 9,772,245, issued September 26, 2017.
- [9] Kumar, Madhav, and Harish Bhaskaran. "Ultrasensitive room-temperature piezoresistive transduction in graphene-based nanoelectromechanical systems." *Nano letters* 15, no. 4 (2015): 2562-2567.
- [10] Molaei, Somayye, and Bahram Azizollah Ganji. "Design and simulation of a novel RF MEMS shunt capacitive switch with low actuation voltage and high isolation." *Microsystem Technologies* 23, no. 6 (2017): 1907-1912.
- [11] Tabarestani, M. Shahiri, and B. Azizollah Ganji. "Analytical Analysis of Capacitive Pressure Sensor with Clamped Diaphragm." *International Journal of Engineering* 26, no. 3 (2012): 297-302.
- [12] Wu, Z. Z., N. Bhattacharjee, C. Y. Li, J. A. Hartings, R. K. Narayan, and C. H. Ahn. "A new intracranial pressure sensor on polyimide lab-on-a-tube using exchanged polysilicon piezoresistors." In *2013 Transducers & Eurosensors XXVII: The 17th International Conference on Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems (TRANSDUCERS & EUROSENSORS XXVII)*, pp. 1779-1782. IEEE, 2013.
- [13] Sattayasoonthorn, Preedipat, Jackrit Suthakorn, Sorayouth Chamnanvej, Jianmin Miao, and A. G. P. Kottapalli. "LCP MEMS implantable pressure sensor for intracranial pressure measurement." In *The 7th IEEE International Conference on Nano/Molecular Medicine and Engineering*, pp. 63-67. IEEE, 2013.
- [14] Meng, Xiawei, and Yulong Zhao. "Packaging a piezoresistive pressure sensor for intracranial pressure monitoring." In *SENSORS, 2014 IEEE*, pp. 1827-1830. IEEE, 2014.
- [15] Mokhtari, Zahra, Reza Sabbaghi-Nadooshan, and Fardad Farokhi. "New Optimization of a Micro Piezoresistive Pressure Sensor at Low Pressure." (2015).
- [16] Prasad, G. Ram, Stephen Daniels, D. C. Cameron, B. P. McNamara, Elizabeth Tully, and R. O'Kennedy. "PECVD of biocompatible coatings on 316L stainless steel." *Surface and Coatings Technology* 200, no. 1-4 (2005): 1031-1035.
- [17] Ahn, Jeoung-Hee, Khanh-Hung Nguyen, Yong-Bin Park, Jin-Hwe Kweon, and Jin-Ho Choi. "A numerical study of the high-velocity impact response of a composite laminate using LS-DYNA." *International Journal of Aeronautical and Space Sciences* 11, no. 3 (2010): 221-226.

